

ОПТИМИЗАЦИЯ ПРОТОКОЛОВ КОМПЬЮТЕРНО-ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ ДЛЯ НОВОРОЖДЕННЫХ ПАЦИЕНТОВ НА ПРИМЕРЕ ФАНТОМНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ С КОМПЬЮТЕРНЫМ ТОМОГРАФОМ INGENUITY 128, PHILIPS

П.С. Дружинина¹, Л.А. Чипига^{1,2,3}, И.Г. Шацкий¹, А.В. Водоватов^{1,4}, А.В. Поздняков⁴,
В.Г. Пузырев⁴, А.И. Тащилкин⁴, Д.А. Маликов⁴, Н.Н. Потрахов⁵, Ю.Н. Потрахов⁵

¹ Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной
гигиены им. профессора П.В. Рамзаева Роспотребнадзора, Санкт-Петербург

² Российский научный центр радиологии и хирургических технологий имени
академика А.М. Гранова Минздрава РФ, Санкт-Петербург

³ Национальный медицинский исследовательский центр им. В.А. Алмазова
Минздрава РФ, Санкт-Петербург

⁴ Санкт-Петербургский государственный педиатрический медицинский
университет Минздрава РФ, Санкт-Петербург

⁵ Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
“ЛЭТИ” им. В.И. Ульянова, Санкт-Петербург

Цель: Исследование влияния параметров протоколов КТ-сканирования на дозу облучения пациентов и качество изображения, с целью оптимизации протоколов сканирования для новорожденных пациентов (от 0 до 1 года) на компьютерном томографе Ingenuity 128, Philips.

Материал и методы: В работе был использован антропоморфный фантом новорожденного ребенка PH-50 Newborn Whole Body Phantom. Для сканирования были выбраны три протокола: органов грудной клетки (ОГК), органов брюшной полости (ОБП) и совмещенный ОГК+ОБП. В качестве дозовых величин использовались значения объемного компьютерно-томографического индекса дозы (CTDI_{vol}) и произведения дозы на длину сканирования (DLP), для оценки качества КТ-изображения был выбран параметр шума. Шум определялся: в мягких тканях в зонах плечевого пояса и диафрагмы на изображениях с ядром реконструкции В, а также в легочной ткани в зоне верхушек легких для изображений с ядром реконструкции УС для протоколов ОГК и ОГК+ОБП; в мягких тканях (для ядра реконструкции В) в зоне диафрагмы на изображениях протоколов сканирования ОБП.

Результаты: Анализ влияния разных значений напряжения и дозового индекса (англ. – Dose Right Index) (далее – DRI) на дозовые характеристики и качество изображения позволил определить оптимальные параметры протоколов КТ-сканирования: ОГК – 80 кВ при DRI=19, ОБП – 100 кВ при DRI=22, ОГК + ОБП – 100 кВ при DRI=22, которые обеспечивают эффективную дозу облучения новорожденных пациентов 1,4, 1,7 и 2,8 мЗв соответственно.

Заключение: Сканирование антропоморфного фантома новорожденного на разных параметрах протоколов сканирования ОГК, ОБП и ОГК + ОБП позволило оценить влияние напряжения и DRI на шум изображений и дозу облучения пациентов, а также выбрать оптимальные настройки протоколов для повышения качества диагностики.

Ключевые слова: компьютерная томография, новорожденные пациенты, качество изображения, дозы облучения, оптимизация

DOI: 10.52775/1810-200X-2022-96-4-43-55

Введение

Новорожденные пациенты являются наиболее чувствительными к воздействию ионизирующего излучения. Риск индукции рака у новорожденных выше по сравнению со взрослыми за счет быстрого роста и деления клеток в тканях, высокой радиочувствительности органов, а также большей ожидаемой продолжительности жизни после облучения [1–5]. Согласно МР 2.6.1.0215-20, пожизненный риск смерти с учетом вреда от снижения качества жизни по причине рака и наследственных эффектов при проведении компьютерно-томографических (КТ) исследований у этой категории пациентов находится в диапазоне 10^{-4} – 10^{-3} [2–4]. Распространение метода КТ и его широкое применение в педиатрии, в том числе и для новорожденных пациентов, ставит вопрос об оптимизации КТ-исследований [6].

При разработке и оптимизации протоколов сканирования большое внимание необходимо уделять оценке качества получаемого изображения [6–10]. Качество КТ-изображения и такие его параметры, такие как контрастность, шум и пространственное разрешение, зависят от параметров протокола сканирования (напряжение на рентгеновской трубке, сила тока, питч-фактор, и др.), например, увеличение силы тока приводит к снижению шума изображения [5, 8, 9, 11]. Однако изменение параметров протоколов сканирования влияет на дозу облучения пациента (например, увеличение силы тока приводит к росту дозы облучения пациента). Поэтому важным этапом разработки протоколов сканирования является определение оптимальных параметров сканирования, которые обеспечивают получение изображения, позволяющего решить конкретную клиническую задачу при наименьшей дозе пациента.

В настоящее время для оптимизации протоколов сканирования и снижения дозы пациентов при сохранении диагностического качества изображения производители оборудуют КТ-аппараты системами автоматической модуляции силы тока [11, 12], автоматической адаптации напряжения [13] и методами итеративной реконструкции изображения [14–21]. Системы автоматической модуляции силы тока основаны на снижении силы тока и, соответственно, дозы пациента в зависимости от толщины и плотности тканей в исследуемой зоне, что позволяет значительно снизить силу тока и

дозу при сканировании детей [22]. Современные КТ-аппараты дают возможность создавать и структурировать специфические протоколы сканирования для разных возрастных групп пациентов. Это позволяет заранее разработать и использовать в повседневной практике протоколы для разных возрастных (или антропометрических) групп пациентов под разные задачи исследования с учетом предпочтений врачей, описывающих изображения. При вводе аппарата в эксплуатацию устанавливается набор протоколов сканирования, рекомендуемый производителем.

Однако не во всех отделениях предлагаемые протоколы оказываются применимыми на практике с учетом особенностей пациентов и задач исследований. Это может приводить к изменению параметров сканирования произвольным образом во время проведения исследований или к тому, что один и тот же протокол используется для разных анатомических областей и разных клинических задач. Произвольное изменение параметров протокола КТ-сканирования может привести к низкому качеству получаемого диагностического изображения. Таким образом, отсутствие четкой структуры и стандартизации протоколов сканирования для определенных клинических задач и возрастных (или антропометрических) групп пациентов может создавать путаницу в практике врачей и рентгенолаборантов, а также затруднять диагностику и снижать ее качество.

Следует отметить, что несмотря на всю важность оптимизации протоколов КТ-сканирования в педиатрии, данный вопрос практически не рассматривался в отечественной литературе. Доступные публикации посвящены оптимизации наиболее распространенных протоколов сканирования у взрослых пациентов [10–11, 23–27].

Целью данной работы являлось проведение исследования влияния параметров протоколов КТ-сканирования на дозу облучения и качество изображения (шум изображения) с использованием антропоморфного фантома новорожденного на компьютерном томографе Ingenuity 128, Philips (Нидерланды) для оптимизация существующих протоколов КТ-сканирования ОГК, ОБП и совмещенного ОГК+ОБП-исследования новорожденных пациентов.



Рис. 1. Антропоморфный фантом новорожденного ребенка PH-50 *Newborn Whole Body Phantom* (Kyoto Kagaku Co, LTD, Япония)

Материал и методы

Работа проводилась на базе КТ-отделения Санкт-Петербургского государственного педиатрического медицинского университета на компьютерном томографе модели Ingenuity 128, Philips (Нидерланды). Исследование проводилось на технически пригодном аппарате, прошедшем контроль эксплуатационных параметров в 2022 г. и имеющим всю необходимую техническую документацию.

Для имитации тела пациента был использован антропоморфный фантом (рис. 1) новорожденного ребенка (рост 42 см (представляет ребенка ростом до 50 см), масса 2,8 кг) PH-50 *Newborn Whole Body Phantom* (Kyoto Kagaku Co, LTD, Япония). Фантом выполнен из тканеэквивалентных материалов – эпоксидной смолы, имитирующей кости, и уретановой смолы, имитирующей мягкие ткани.

Сканирование новорожденного фантома для выбора оптимальных параметров проводили для протоколов: ОГК, ОБП и ОГК+ОБП. При каждом сканировании была включена программа автоматической модуляции силы тока DoseRight, которая изменяет силу тока трубки в зависимости от значения дозового индекса (англ. – Dose Right Index) (далее – DRI). DRI – параметр автоматической модуляции силы тока у томографов фирмы Philips, выраженный в относительных единицах и соответствующий определенному значению экспозиции, для до-

стижения однородного качества КТ-изображения. В результате изменения данного параметра в протоколе автоматически подбирается такая сила тока, которая позволит достичь уровня шума изображения, соответствующего определенному значению экспозиции для референтного водозэквивалентного фантома соответствующего диаметра [28]. При выборе напряжения на трубке использовали рекомендуемый международными руководствами диапазон для сканирования ОГК и ОБП новорожденных детей: 80–100 кВ [29–33].

В качестве базовых были приняты параметры КТ-протоколов, установленные производителем. Для оптимизации протокола ОГК изменялись значения напряжения с 80 кВ до 100 кВ и значения DRI с 12 до 15, а затем до 19; для протокола ОБП – значения напряжения изменялись в пределах 80–100 кВ, а DRI с 18 до 20, а затем до 22 (табл. 1). Для сканирования двух смежных областей ОГК+ОБП в исследуемом отделении существовал протокол, изначально предназначенный для сканирования взрослых пациентов с установленным производителем напряжением 120 кВ. При разработке протокола ОГК+ОБП для новорожденных пациентов значения напряжения изменялись с 120 кВ до 100 кВ, а затем до 80 кВ, а значения DRI увеличивались с 18 до 20, а затем до 22.

Параметры протоколов сканирования приведены в табл. 1.

Реконструкции изображений ОГК и ОГК + ОБП выполнялись с использованием ядерных реконструкций В и YC, ОБП – для ядра реконструкции В. Все реконструкции изображений были выполнены с толщиной 0,5 мм.

Оценка изображения проводилась с использованием программного обеспечения Radiant DICOM Viewer (версия 2022.1.1). Из доступных параметров для оценки качества изображения был выбран параметр шума КТ-изображения. Для измерения шума из каждой серии реконструированных изображений, полученных при сканировании фантома на каждом из обследованных протоколов, было отобрано по 15 смежных аксиальных изображений из соответствующей анатомической зоны (плечевой пояс и/или диафрагма, табл. 2), учитывая следующие особенности:

- ✓ для протоколов сканирования ОГК и ОГК+ОБП для оценки уровня шума использовали изображения из зоны плечевого пояса, как зоны, в которой могут появиться ар-

Таблица 1

Параметры протоколов сканирования

Название протокола	Коллимация, мм	Питч, отн. ед.	Продолжительность ротации трубки, с	Длина сканирования, мм	Напряжение, кВ	DRI, отн. ед.
ОГК	40×0,625	1	0,4	89,5	80*	12*
						15
						19
					100	12
						15
ОБП	40×0,625	0,859	0,4	74	80	18*
						20
						22
					100*	18
						20
ОГК+ОБП	40×0,625	1,174	0,5	130,56	80	22
						18
						20
					100	20
						22
120*	18*					
	20					
	22					

Примечание: * – параметры протоколов производителя

тефакты от расположенных рядом костных структур [6];

- ✓ для всех протоколов была проведена оценка шума на изображениях в зоне диафрагмы, которая, как предполагают авторы, является наиболее однородной и в меньшей степени подвергается указанным выше артефактам.

На каждом аксиальном изображении выделялась область интереса, в которой определялось значение стандартного отклонения плотности по шкале Хаунсфилда. Области интереса выделялись произвольно вручную и их примерная площадь составляла: в верхушках легких на уровне плечевого пояса – 0,2 см², в мягких тканях на уровне плечевого пояса – 0,8 см², в мягких тканях на уровне диафрагмы – 7 см². Примеры размеров областей интереса и их локализаций на КТ-изображениях представлены на рис. 2. В дальнейшем для анализа использовали выборки значений шума, полученные для 15 отобранных изображений.

В качестве дозовых величин были использованы значения компьютерно-томографического индекса дозы (далее – $CTDI_{vol}$) и произведения дозы на длину сканирования (далее – DLP), которые определялись по данным, со-

держащимся в дозовых отчетах о проведенных КТ-сканированиях.

Описательная статистика была выполнена с помощью программного обеспечения Microsoft Excel. При оценке влияния параметра DRI на качество изображения (шум) была выполнена статистическая обработка данных с помощью библиотек Python – Seaborn и SciPy. Достоверность различий полученных результатов была проверена с помощью U-критерия Манна–Уитни. Различия считались достоверными при $p < 0,05$.

Результаты

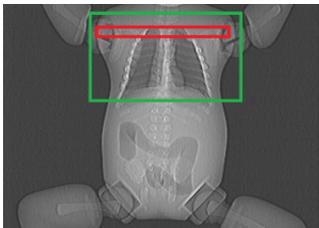
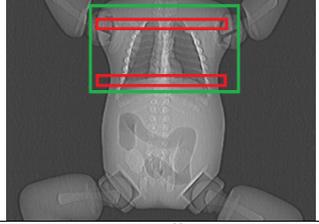
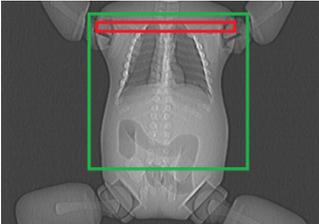
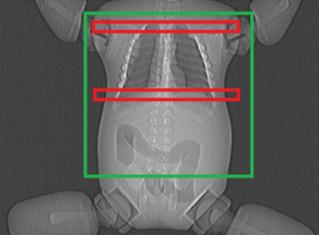
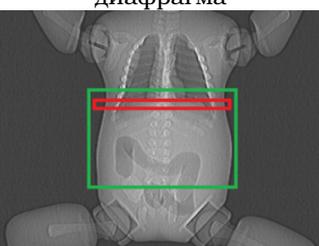
Результаты оценки шума изображений и дозовых характеристик (DLP и $CTDI_{vol}$) для разных параметров сканирования ОГК, ОБП и ОГК+ОБП антропоморфного фантома новорожденного представлены на рис. 3–5 соответственно.

Протокол ОГК

При оценке качества полученных изображений ОГК фантома новорожденного, полученных на 100 кВ, было определено, что в верхушках легких изображений, реконструированных с использованием ядра реконструкции UC, от-

Таблица 2

Анатомические зоны обрисовки областей интереса для обследованных протоколов

Протокол	Тип ткани	Кернель реконструкции	Анатомическая зона, где выделялись области интереса
ОГК	Верхушки легких	УС	плечевой пояс 
	Мягкие ткани	В	плечевой пояс и диафрагма 
ОГК+ОБП	Верхушки легких	УС	плечевой пояс 
	Мягкие ткани	В	плечевой пояс и диафрагма 
ОБП	Мягкие ткани	В	диафрагма 

существовали достоверные различия по шуму изображений, полученных с DRI 12 и 15; шум изображения, полученного с DRI 19, был достоверно ниже (рис. 3а). Качество изображений ОГК, полученных на протоколах с напряже-

нием 100 кВ, не отличалось от качества изображений, полученных на 80 кВ: достоверные различия по параметру шума в верхушках легких отсутствовали; при этом отмечалось достоверное снижение шума изображения в вер-



Рис. 2. Аксиальный срез изображения с выделенной областью интереса: а – область интереса в верхушках легких, ядро реконструкции YC; б – область интереса в мягких тканях в области плечевого пояса, ядро реконструкции B; в – область интереса в мягких тканях в области диафрагмы, ядро реконструкции B

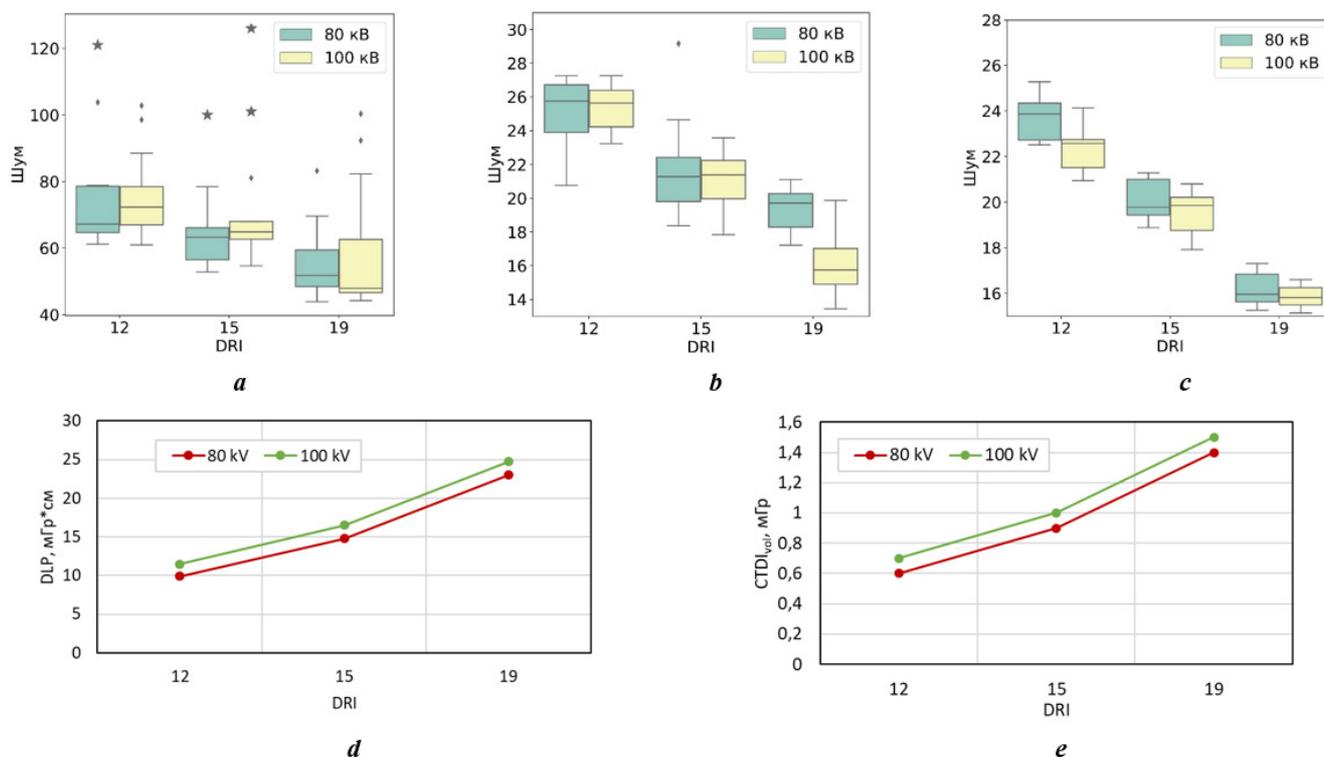


Рис. 3. Зависимости шума изображения и дозы от значений DRI и напряжения при сканировании ОГК: а – область интереса в верхушках легких, ядро реконструкции YC; б – область интереса в мягких тканях в области плечевого пояса, ядро реконструкции B; в – область интереса в мягких тканях в области диафрагмы, ядро реконструкции B; д – DLP; е – $CTDI_{vol}$. Обозначения графиков (3а–3с): медиана, 25 %–75 % (ящик), максимальное (минимальное) значение в выборке, попадающее в 1,5 межквартильных расстояния выше 75 %-перцентиля (ниже 25 %-перцентиля) (усы), выбросы (♦), экстремальные выбросы (★)

хушках легких при каждом увеличении DRI с 12 до 15 и с 15 до 19. Для тех же серий изображений, реконструированных с ядром B, при оценке шума в мягких тканях в области плечевого пояса и в области диафрагмы (рис. 3б и с, соответственно) было определено улучшение качества

(снижение шума) изображения при увеличении DRI, также отмечалось снижение шума в мягких тканях плечевого пояса при увеличении напряжения с 80 кВ до 100 кВ при DRI 19 и снижение шума в мягких тканях диафрагмы при увеличении напряжения при DRI 12.

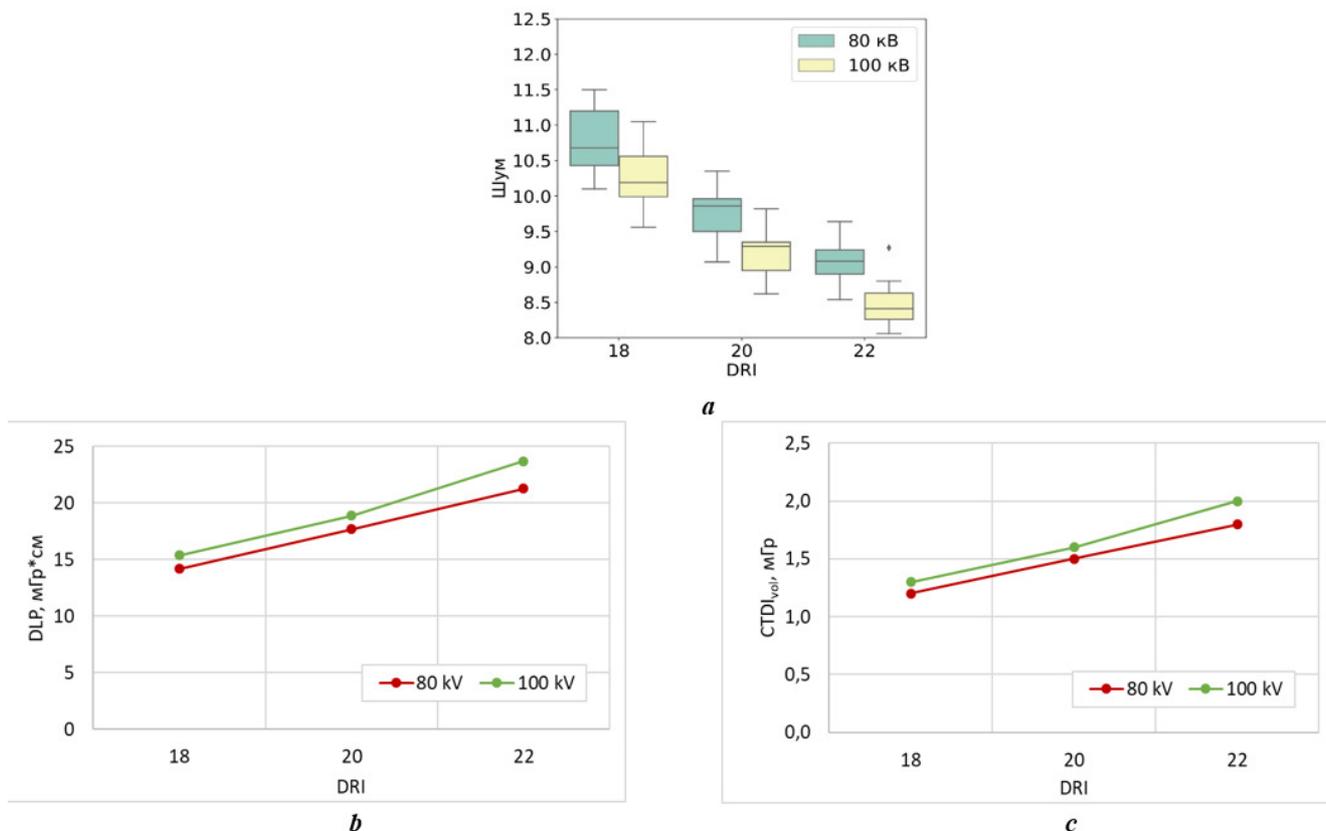


Рис. 4. Зависимости шума изображения и дозы от значений DRI и напряжения при сканировании ОБП: а – область интереса в мягких тканях в области диафрагмы, ядро реконструкции В; b – DLP; c – CTDI_{vol}. Обозначения графика (4a): медиана, 25 %–75 % перцентиль (ящик), максимальное (минимальное) значение в выборке, попадающее в 1,5 межквартильных расстояния выше 75 %-перцентиля (ниже 25 %-перцентиля) (усы), выбросы (♦)

Необходимо отметить, что увеличение DRI на 3–4 единицы приводит к росту дозы (DLP и CTDI_{vol}) новорожденного пациента при сканировании ОГК на 45–55 %; увеличение напряжения с 80 кВ до 100 кВ приводит к росту значений DLP и CTDI_{vol} на 7–14 % (рис. 3d и e).

Протокол ОБП

При оценке качества изображений ОБП фантома новорожденного, полученных на 100 кВ, было определено, что на изображениях мягких тканей в области диафрагмы, реконструированных с помощью ядра реконструкции В, шум был достоверно ниже, чем на изображениях, полученных на 80 кВ при всех вариантах DRI – 18, 20 и 22; также отмечалось достоверное снижение шума изображений при каждом увеличении DRI с 18 до 20 и с 20 до 22 для обоих напряжений (рис. 4a). Увеличение DRI на 2 единицы приводит к росту дозы (DLP и

CTDI_{vol}) новорожденного пациента при сканировании ОБП на 17–20 %; снижение напряжения со 100 кВ до 80 кВ приводит к снижению значений DLP и CTDI_{vol} на 6–10 % (рис. 4b и c).

Протокол ОГК+ОБП

При оценке качества полученных изображений ОГК+ОБП фантома новорожденного, полученных на 80 кВ, было определено, что в верхушках легких изображений, реконструированных с использованием ядра реконструкции УС, отсутствовали достоверные различия по шуму изображений, полученных с DRI 18 и 20; шум изображения, полученного с DRI 22, был достоверно ниже (рис. 5a). Качество изображений ОГК+ОБП, полученных на с напряжением 80 кВ, не отличалось от качества изображений, полученных на 100 кВ: достоверные различия по параметру шум в верхуш-

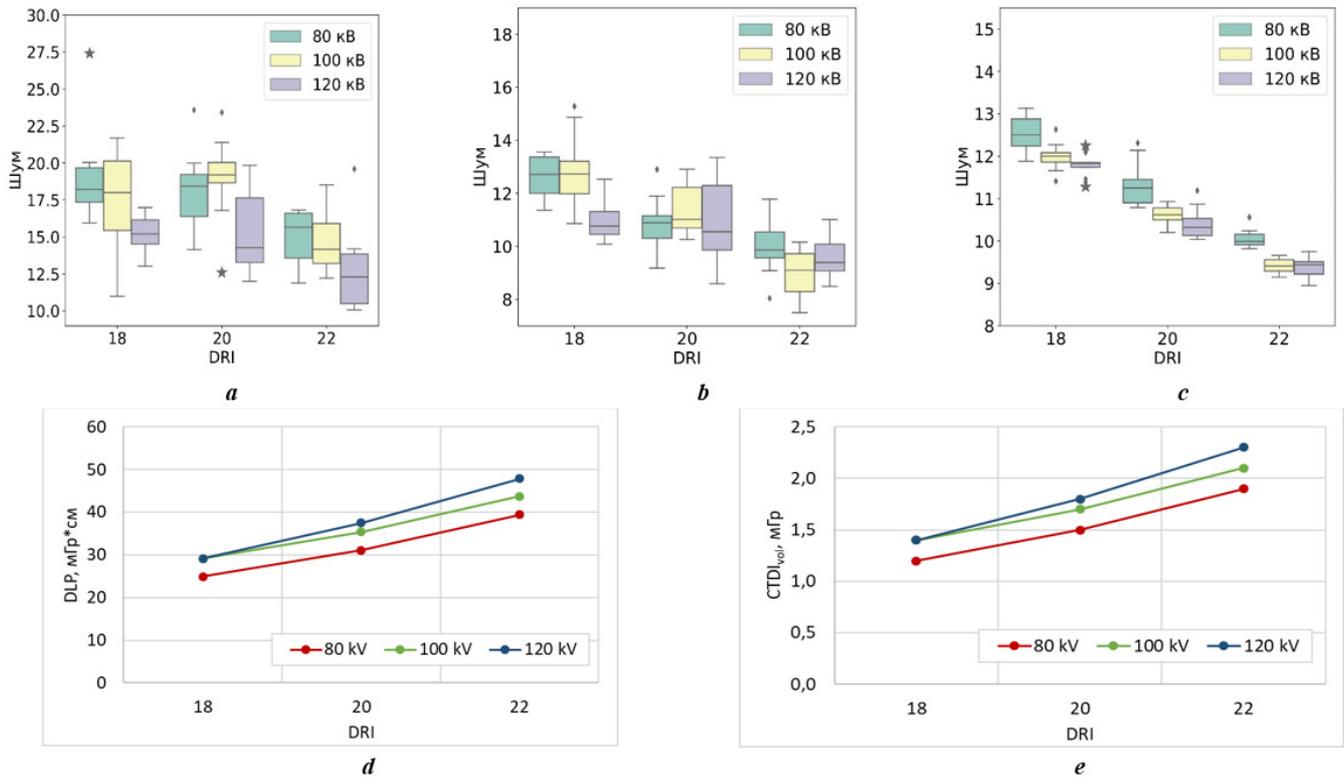


Рис. 5. Зависимости шума изображения и дозы от значений DRI и напряжения при сканировании ОГК+ОБП: *a* – область интереса в верхушках легких, ядро реконструкции YC; *b* – область интереса в мягких тканях в области плечевого пояса, ядро реконструкции B; *c* – область интереса в мягких тканях в области диафрагмы, ядро реконструкции B; *d* – DLP; *e* – CTDI_{vol}. Обозначения графиков (5а–5с): медиана, 25 %–75 % перцентиль (ящик), максимальное (минимальное) значение в выборке, попадающее в 1,5 межквартильных расстояния выше 75 %-перцентилья (ниже 25 %-перцентилья) (усы), выбросы (♦), экстремальные выбросы (★)

ках легких отсутствовали; при этом отмечалось снижение шума изображения в верхушках легких при увеличении DRI с 20 до 22; при увеличении DRI с 20 до 22 снижения шума не отмечалось. При увеличении напряжения до 120 кВ отмечалось снижение шума в области верхушек легких при всех вариантах DRI 18, 20 и 22; при этом отсутствовали достоверные различия по шуму в верхушках легких на изображениях, полученных с DRI 18 и DRI 20; при увеличении DRI до 22 наблюдалось снижение шума изображения. Для тех же серий изображений, реконструированных с ядром B, при оценке шума в мягких тканях в области плечевого пояса и в области диафрагмы (рис. 5b и c, соответственно) было определено улучшение качества (снижение шума) изображения при каждом увеличении DRI с 18 до 20 и с 20 до 22 при напряжениях 80 и 100 кВ, также отмечалось снижение шума в мягких тканях плечево-

го пояса и диафрагмы при увеличении напряжения с 80 кВ до 100 кВ при DRI 22. При увеличении напряжения до 120 кВ наблюдалось снижение шума в мягких тканях в области плечевого пояса на изображениях, полученных при DRI 18 и в области диафрагмы – при DRI 20; при этом снижение шума в мягких тканях в области диафрагмы определялось при каждом увеличении DRI с 18 до 20 и с 20 до 22, а снижение шума в мягких тканях в области плечевого пояса не было достоверно определено при увеличении DRI с 18 до 20, только дальнейшее увеличение до DRI 22 приводило к достоверному снижению шума.

Увеличение DRI на 2 единицы приводит к росту дозы новорожденного пациента (DLP и CTDI_{vol}) при сканировании ОГК+ОБП на 18–22 %; увеличение напряжения с 80 кВ до 100 кВ и до 120 кВ приводит к росту значений DLP и CTDI_{vol} на 6–14 % (рис. 5d и e).

Обсуждение

При сканировании ОГК у пациентов могут наблюдаться артефакты в области верхушек легких от костей плечевого пояса, что приводит к повышению шума в верхушках легких и снижению качества изображения. Полученные в работе результаты демонстрируют, что при оптимизации протокола сканирования ОГК на обследованном аппарате относительно протокола, предложенного производителем, и изменении параметров с целью улучшения качества изображения, увеличение напряжения с 80 кВ на 100 кВ не привело к снижению шума изображения в верхушках легких, однако позволило снизить шум в мягких тканях как в зоне плечевого пояса, так и в зоне диафрагмы. Таким образом изменение напряжения с 80 до 100 кВ не позволит снизить влияние возможного линейного артефакта изображения в верхушках легких и соответственно повысить диагностическую информативность для данного исследования, однако приведет к росту дозы до 14 %. Увеличение параметра DRI с 12 на 3 единицы для протокола сканирования ОГК при 80 кВ не привело к снижению шума в области верхушек легких, однако увеличило дозу в 1,5 раза; только увеличение DRI еще на 4 единицы до 19 привело к достоверному снижению шума изображения при увеличении дозы в 2,3 раза. При оптимизации протокола ОГК новорожденных были выбраны следующие параметры: напряжение – 80 кВ, DRI – 19, что обеспечивало эффективную дозу облучения у новорожденного ребенка 1,4 мЗв.

Для протокола сканирования ОБП наименьший шум в мягких тканях был определен при наивысшем из исследованных значений DRI 22 при напряжении 100 кВ. Сканирование с напряжением 80 кВ или DRI 18 будет приводить к снижению качества изображения в этой области. Параметры сканирования, обеспечивающие наименьший шум, сопровождаются дозой облучения новорожденного ребенка

1,7 мЗв, что выше относительно исходного протокола сканирования в 1,5 раза.

При разработке протокола сканирования ОГК+ОБП необходимо было определить параметры, обеспечивающие наименьший шум в мягких тканях в брюшной полости и в верхушках легких одновременно. Увеличение DRI приводит к снижению шума в мягких тканях в зоне диафрагмы, поэтому был выбран протокол с наивысшим обследованным значением DRI 22. Снижение напряжения с 120 кВ до 100 кВ привело к снижению шума в верхушках легких, не снизив шум в мягких тканях; дальнейшее снижение напряжения до 80 кВ приводило к росту шума в мягких тканях. Согласно международным рекомендациям, использование напряжения выше 100 кВ не рекомендуется при обследовании новорожденных детей, так как может приводить к снижению контрастности [29, 31, 33]. Также увеличение напряжения приводит к увеличению значений DLP и CTDI, что было подтверждено результатами настоящего исследования. Поэтому оптимальным считали протокол с напряжением 100 кВ (DRI – 22), которое обеспечивало низкий шум в мягких тканях, и эффективную дозу 2,8 мЗв.

Параметры протоколов сканирования, которые позволяют улучшить качество изображения для новорожденных пациентов представлены в табл. 3. Полученные протоколы оказались оптимальными для конкретного аппарата с доступными и привычными персоналу параметрами реконструкции, однако, до внедрения их в клиническую практику необходимо провести экспертную оценку качества получаемых изображений [6].

Заключение

В работе было проведено сканирование антропоморфного фантома новорожденного на разных параметрах протоколов сканирования ОГК, ОБП и ОГК+ОБП, на основании, которого

Таблица 3

Оптимизированные параметры протоколов сканирования

Название протокола	Коллимация, мм	Питч, отн. ед.	Продолжительность ротации трубки, с	Длина сканирования, мм	Напряжение, кВ	DRI, отн. ед.	Эфф. доза, после оптимизации, мЗв	Эфф. доза до оптимизации, мЗв
ОГК	40×0,625	1	0,4	89,5	80	19	1,4	0,6
ОБП	40×0,625	0,859	0,4	74	100	22	1,7	1,1
ОГК+ОБП	40×0,625	1,174	0,5	130,56	100	22	2,8	1,9

было определено влияние напряжения и DRI на шум изображений для аппарата Ingenuity 128 (Philips) и были сделаны следующие выводы:

- ✓ изменение напряжения при оптимизации параметров протокола сканирования ОГК не привело к улучшению качества изображения, только повышение параметра DRI на 7 единиц позволило достоверно снизить шум в области верхушек легких, однако это привело к увеличению дозы в 2,3 раза;
- ✓ снижение напряжения при сканировании ОБП со 100 кВ до 80 кВ привело к росту шума на изображении в области диафрагмы, а увеличение параметра DRI на 4 единицы при 100 кВ привело к достоверному снижению шума;
- ✓ для сканирования ОГК+ОБП были выбраны параметры, обеспечивающие низкий уровень шума в мягких тканях зоны диафрагмы и плечевого пояса, который достигался при 100 кВ и DRI 22.

Полученные результаты позволили предварительно определить параметры протоколов для сканирования новорожденных пациентов на обследованном аппарате, которые, несмотря на увеличение дозовой нагрузки, позволят улучшить качество изображения и повысить качество диагностики.

Ограничение работы: данное исследование проводилось на антропоморфном фантоме новорожденного ребенка PH-50 Newborn Whole Body Phantom (Kyoto Kagaku Co, LTD, Япония) (рост 42 см (представляет ребенка ростом до 50 см), масса 2,8 кг), который может не в полной мере отражать анатомическое строение реального новорожденного пациента как за счет особенностей конструкции самого фантома, так и за счет индивидуальных антропометрических характеристик и особенностей развития каждого ребенка.

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Персональное участие авторов

П.С. Дружинина – разработка концепции исследования, разработка дизайна исследования, проведение эксперимента, сбор и анализ литературного материала, статистическая обработка данных, анализ полученных результатов, написание и научное редактирование тек-

ста статьи, оформление окончательного варианта рукописи;

Л.А. Чипига – разработка концепции исследования, разработка дизайна исследования, проведение эксперимента, сбор и анализ литературного материала, статистическая обработка данных, анализ полученных результатов, написание и научное редактирование текста статьи, оформление окончательного варианта рукописи;

И.Г. Шацкий – проведение эксперимента, сбор и анализ литературного материала, анализ полученных результатов, научное редактирование текста статьи;

А.В. Водоватов – проведение эксперимента, сбор и анализ литературного материала, анализ полученных результатов, научное редактирование текста статьи;

А.В. Поздняков – организация и обеспечение необходимых условий для проведения эксперимента, анализ полученных результатов, научное редактирование текста статьи;

В.Г. Пузырев – организация и обеспечение необходимых условий для проведения эксперимента, анализ полученных результатов, научное редактирование текста статьи;

А.И. Тащилкин – организация и обеспечение необходимых условий для проведения эксперимента;

Д.А. Маликов – организация и обеспечение необходимых условий для проведения эксперимента;

Н.Н. Потрахов – сбор и анализ литературного материала, научное редактирование текста статьи;

Ю.Н. Потрахов – сбор и анализ литературного материала, научное редактирование текста статьи.

Источники финансирования

Публикация не имела финансовой поддержки.

Список литературы

1. Lambert JW, Phelps AS, Courtier JL, et al. Image quality and dose optimisation for infant CT using a paediatric phantom. *Eur Radiol.* 2016. DOI 10.1007/s00330-015-3951-5.
2. Роспотребнадзор. МР 2.6.1.3387-16. Радиационная защита детей в лучевой диагностике. Методические рекомендации. 2016. 28 с. [Radiation protection of children in X-ray

- diagnostics. Guidelines. 2016. 28 p. (In Russian)].
3. МР 2.6.1.0215-20. 2.6.1. Оценка радиационного риска у пациентов при проведении рентгенорадиологических исследований. Методические рекомендации. 2020. 29 с. [Assessment of radiation risk in patients during X-ray radiological studies. Guidelines. 2020. 29 p. (In Russian)].
 4. Голиков ВЮ, Водоватов АВ, Чипига ЛА, Шацкий ИГ. Оценка радиационного риска у пациентов при проведении медицинских исследований в Российской Федерации. Радиационная гигиена. 2021. 4(3): 56-68. [Golikov VYu, Vodovatov AV, Chipiga LA, Shatsky IG. Assessment of radiation risk in patients during medical examinations in the Russian Federation. Radiation Hygiene. 2021. 14(3): 56-68. (In Russian)].
 5. Балонов МИ, Балонов МИ, Голиков ВЮ, Водоватов АВ и др. Научные основы радиационной защиты в современной медицине. Том 1. Лучевая диагностика. Под ред. профессора М.И. Балонova. СПб.: НИИРГ им.нги проф. П.В. Рамзаева, 2019. Т.1 320 с. [Balonov MI, Golikov VYu, Vodovatov AV, et al. Scientific foundations of radiation protection in modern medicine. Vol. 1. Radiation diagnostics. Ed. M.I. Balonov. St. Petersburg, 2019. 320 p. (In Russian)].
 6. МУК 2.6.7.3652-20. Методы контроля в КТ-диагностике для оптимизации радиационной защиты. Методические указания. 2020. 40 с. [MI 2.6.7.3652-20. Control methods in CT diagnostics to optimize radiation protection. Guidelines. 2020. 40 p. (In Russian)].
 7. Дружинина ПС, Чипига ЛА, Рыжов СА, и др. Современные подходы к обеспечению качества диагностики в компьютерной томографии. Радиационная гигиена. 2021; 14(1): 17-33. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2021-14-1-17-33> [Druzhinina PS, Chipiga LA, Ryzhov SA, et al. Proposals for the Russian quality assurance program in computed tomography. Radiation Hygiene. 2021; 14(1): 17-33. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2021-14-1-17-33> (In Russian)].
 8. Беркович ГВ, Чипига ЛА, Водоватов АВ, Труфанов ГЕ. Сравнение различных подходов к оценке диагностического качества компьютерной томографии органов грудной клетки. Diagnostic radiology and radiotherapy. 2020. 3(11): 44-55. [Berkovich GV, Chipiga LA, Vodovatov AV, Trufanov GE. Comparison of different approaches to assessing the diagnostic quality of chest computed tomography. Diagnostic Radiology and Radiotherapy. 2020. 3(11): 44-55. (In Russian)].
 9. Chipiga LA, Vodovatov AV, Berkovich GV, Trufanov GE. Comparison of different approaches for image quality assessment in computer tomography. AIP Conference Proceedings. 7. "7th International Conference on X-Ray, Electrovacuum and Biomedical Technique". 2021. P. 020005.
 10. Беркович ГВ, Чипига ЛА, Водоватов АВ и др. Оптимизация низкодозового протокола сканирования органов грудной клетки в диагностике очагов по типу "матового стекла" с применением алгоритмов итеративных реконструкций. Лучевая диагностика и терапия. 2019; (4): 20-32. <https://doi.org/10.22328/2079-5343-2019-10-4-20-32> [Berkovich GV, Chipiga LA, Vodovatov AV, et al. Optimization of a low-dose chest scanning protocol in the diagnosis of ground-glass lesions using iterative reconstruction algorithms. Radiation Diagnostics and Therapy. 2019; (4): 20-32. <https://doi.org/10.22328/2079-5343-2019-10-4-20-32> (In Russian)].
 11. Чипига ЛА. Исследование программ автоматической модуляции силы тока для оптимизации протоколов сканирования в компьютерной томографии. Радиационная гигиена. 2019;12(1): 104-114. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2019-12-1-104-114> [Chipiga LA. Evaluation of tube current modulation programmes for the optimization of scan protocols in computed tomography. Radiation Hygiene. 2019;12(1):104-114. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2019-12-1-104-114> (In Russian)].
 12. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. Radiology. 2004; 233: 649-57.
 13. Eller A, Wuest W, Scharf M, et al. Attenuation-based automatic kilovolt (kV)-selection in computed tomography of the chest: effects on radiation exposure and image quality. Eur J Radiol. 2013; N82: 2386-91.
 14. Jensen K, Hagemo G, Anders T, et al. Evaluation of Image Quality for 7 Iterative Reconstruction Algorithms in Chest Computed Tomography Imaging: A Phantom Study. J Comput Assisted Tomography. 2020 Sep/Oct; 44(5): 673-80. DOI: 10.1097/RCT.0000000000001037.
 15. Staniszewska M, Chrusciak D. Iterative Reconstruction as a Method for Optimisation of

- Computed Tomography Procedures. Polish Journal of Radiology. 2017 Dec 15; 82: 792-7. DOI: 10.12659/PJR.903557.
16. Xu Yan, Zhang Ting-ting, Hu Zhi-hai, et al. Effect of iterative reconstruction techniques on image quality in low radiation dose chest CT: a phantom study. Diagnostic and Interventional Radiology. 2019; 25: 442-50. DOI: 10.5152/dir.2019.18539.
 17. Mehta D, Thompson R, Morton T, et al. Iterative model reconstruction: simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality. Medical Physics International Journal. 2013; (2): 147-55.
 18. Stiller W. Basics of iterative reconstruction methods in computed tomography: A vendor-independent overview. Eur J Radiol. 2018 Dec; 109: 147-54. DOI: 10.1016/j.ejrad.2018.10.025.
 19. Arapakis I, Efstathopoulos E, Tsitsia V, et al. Using "iDose4" iterative reconstruction algorithm in adults' chest-abdomen-pelvis CT examinations: effect on image quality in relation to patient radiation exposure. Brit J Radiol. April 2014; 87(1036): 20130613.
 20. General Electrics. A new era of image reconstruction: TrueFidelity. Technical white paper on deep learning image reconstruction. 2019. 15 p. <https://www.gehealthcare.com/jssmedia/040dd213fa89463287155151fdb01922.pdf>.
 21. Canon Medical Systems Corporation. AiCE Deep Learning Reconstruction: Bringing the power of Ultra-High-Resolution CT to routine imaging. White paper. 2019. 5 p. <https://es.medical.canon/wp-content/uploads/sites/20/2019/11/White-paper-Kirsten-Boedeker.pdf>.
 22. Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Automatic exposure control in pediatric and adult multidetector CT examinations: a phantom study on dose reduction and image quality. Medical Physics. 2008; 35: 4567-4576.
 23. Маткевич ЕИ, Синицын ВЕ, Зеликман МИ и др. Основные направления снижения дозы облучения пациентов при компьютерной томографии. Российский электронный журнал лучевой диагностики. 2018; 8(3): 60-73. [Matkevich EI, Sinitsyn VE, Zelikman MI, et al. The main directions of reducing the radiation dose of patients with computed tomography. Russian Electronic Journal of Radiation Diagnostics. 2018; 8(3): 60-73. (In Russian)].
 24. Каштанова НЮ. Оптимизация протокола сканирования при мультиспиральной компьютерной томографии сердца для планирования интервенционного лечения нарушения ритма сердца. Дисс. 2022. 142 с. [Kashtanova NU. Optimization of the scanning protocol for multislice computed tomography of the heart for planning interventional treatment of cardiac arrhythmias. Dissertation. 2022. 142 p. (In Russian)].
 25. Кондратьев ЕВ. Оптимизация протоколов мультиспиральной компьютерно-томографической ангиографии. Дисс. 2013. 172 с. [Kontrat'ev EV. Optimization of multispiral computed tomographic angiography protocols. Dissertation. 2013. 172 p. (In Russian)].
 26. Laipan AS, Morozov SP, Nizovtsova LA, et al. Ultra-low-dose computed tomography in the diagnosis of diseases of the paranasal sinuses in pediatric population: literature review. Medical Visualization. 2021; 25(3): 109-18. (In Russian) <https://doi.org/10.24835/1607-0763-908>.
 27. Burovik IA., Lokshina AA., Kulyeva SA. Multislice Computed Tomography Optimization for Monitoring Patients with Oncology. Medical Visualization. 2015; (2): 129-34. (In Russian).
 28. Philips. Patient-centered CT imaging: new methods for patient-specific optimization of image quality and radiation dose. 2012. 8 p. <https://www.documents.philips.com/assets/20170523/b403654beee646ba9feca77c0143a15c.pdf>.
 29. Strauss KJ, Goske MJ, Kaste SC, et al. Image gently: Ten steps you can take to optimize image quality and lower CT dose for pediatric patients. AJR Am J Roentgenol. 2010 Apr; 194(4): 868-73. DOI: 10.2214/AJR.09.4091.
 30. STUK. Guidelines for paediatric CT examinations. Helsinki 2013. 44 p.
 31. Yasunori Nagayama, Seitaro Oda, Takeshi Nakaura, et al. Radiation Dose Reduction at Pediatric CT: Use of Low Tube Voltage and Iterative Reconstruction. Radiographics. 2018 Sep-Oct; 38(5): 1421-40. DOI: 10.1148/rg.2018180041.
 32. Oregon Health and Science University. Philips Ingenuity 128 CT Pediatric Protocols. 13 p. https://www.ctisus.com/resources/images/Philips_Ped_Protocols.pdf.
 33. Lira D, Padole A, Kalra MK, Singh S. Tube Potential and CT Radiation Dose Optimization. AJR Am J Roentgenol. 2015; 204: W4-W10. DOI: 10.2214/AJR.14.13281.

**OPTIMIZATION OF CT PROTOCOLS FOR NEWBORN PATIENTS BY INGENUITY 128, PHILIPS.
A PHANTOM STUDY**

P.S. Druzhinina¹, L.A. Chipiga^{1,2,3}, I.G. Shatskiy¹, A.V. Vodovatov^{1,4}, A.V. Pozdnyakov⁴, V.G. Puzyrev⁴,
A.I. Tashchilkin⁴, D.A. Malikov⁴, N.N. Potrakhov⁵, Yu.N. Potrakhov⁵

¹ P.V. Ramzaev Saint-Petersburg Research Institute of Radiation Hygiene, Saint-Petersburg, Russia

² A. Granov Russian Scientific Center of Radiology and Surgical Technologies, Saint-Petersburg, Russia

³ V. Almazov National Medical Research Center, Saint-Petersburg, Russia

⁴ Saint-Petersburg State Pediatric Medical University, Saint-Petersburg, Russia

⁵ Saint-Petersburg State Electrotechnical University, Saint-Petersburg, Russia

Purpose: To evaluate the impact of CT scan protocol parameters on patient dose and image quality for optimization of protocols for newborn patients.

Materials and methods: Three anatomical areas (chest, abdomen and combined chest + abdomen area) of a newborn PH-50 Newborn Whole-Body Phantom (Kyoto Kagaku Co, LTD, Japan) were scanned on Ingenuity 128 CT scanner (Philips) using different scan parameters. The values of weighted CT dose index (CTDI_w) and dose length product (DLP) were used as dose characteristics and the noise of CT image was chosen to estimate the image quality. The noise was determined in the soft tissues in the areas of shoulder girdle and diaphragm in images with the reconstruction kernel B, as well as in lung tissue of lung apices for images with the reconstruction kernel YC for chest and chest + abdomen; and in soft tissues (for reconstruction kernel B) in the area of the diaphragm for abdomen.

Results: The analysis of the impact of tube voltage and dose right index (DRI) on dose characteristics and image quality made it possible to determine the optimal parameters of CT protocols for selected CT department: chest – 80 kV at DRI – 19, abdomen – 100 kV at DRI – 22, chest + abdomen – 120 kV at DRI – 22. These protocol parameters provide an effective dose of newborn patients – 1.4, 1.7 and 2.8 mSv for chest, abdomen and chest + abdomen scans, respectively.

Conclusion: The impact of different scan parameters (tube voltage and DRI) of chest, abdomen and chest + abdomen protocols on patient dose and image noise was evaluated. The study allowed setting optimized protocol parameters to improve the image quality.

Key words: *computed tomography, newborn patients, image quality, effective dose, optimization*

E-mail: druzhininapauline@gmail.com